



①⑨ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 41 30 891 A 1**

⑤① Int. Cl.<sup>5</sup>:  
**A 61 C 8/00**

②① Aktenzeichen: P 41 30 891.3  
②② Anmeldetag: 17. 9. 91  
④③ Offenlegungstag: 26. 3. 92

DE 41 30 891 A 1

③⑩ Unionspriorität: ③② ③③ ③①  
20.09.90 JP 2-251405 23.05.91 JP 3-118449

⑦① Anmelder:  
Nikon Corp., Tokio/Tokyo, JP

⑦④ Vertreter:  
Blumbach, P., Dipl.-Ing., 6200 Wiesbaden; Weser,  
W., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat.; Kramer, R., Dipl.-Ing.,  
8000 München; Zwirner, G., Dipl.-Ing.  
Dipl.-Wirtsch.-Ing., 6200 Wiesbaden; Hoffmann, E.,  
Dipl.-Ing., Pat.-Anwälte, 8000 München

⑦② Erfinder:  
Mochida, Masaaki, Yamato, Kanagawa, JP; Kaneko,  
Norio, Yokohama, Kanagawa, JP; Fujino, Masami,  
Tokio/Tokyo, JP

⑤④ Zahnimplantat

⑤⑦ Ein Zahnimplantat umfaßt einen mit Kortikal-Knochen (Substantia corticalis sive compacta) in Kontakt kommenden Teil, der mit Oberflächenunregelmäßigkeiten ausgestattet ist, und einen mit Substantia spongiosa in Kontakt kommenden Teil, der dem erstgenannten Kontaktteil benachbart ist und eine Oberfläche aus einem Material besitzt, welches biologische Aktivität aufweist. Wenn dieses Implantat im Kieferbein implantiert ist, steht der erstgenannte Kontaktteil in Berührung mit dem Kortikal-Knochen (Substantia corticalis sive compacta), während der zweitgenannte Kontaktteil in Berührung mit der Substantia spongiosa steht.

DE 41 30 891 A 1

Die Erfindung betrifft ein verbessertes Zahnimplantat.

In den vergangenen Jahren wurden auf dem Gebiet des Zahnersatzes geeignete Implantate entwickelt. Ein solches Zahnimplantat, auch als künstliche Zahnwurzel bezeichnet, dient zur direkten Implantation in den Kieferknochen.

Es wurden verschiedene Implantate aus biologisch aktiven Materialien entwickelt, die sich mit dem Knochen chemisch verbinden. Frühe Beispiele für derartige Materialien sind biologisch aktive Gläser und biologisch aktive Glaskeramiken (kristallines Glas), wie sie von J. Biomed. Mater. Res. Symp. Nr. 2 (Teil 1) S. 117 – 141 (1971) und den japanischen JP-OSen 50-21 015, 51-1 06 114, 53-1 45 394, 54-17, 54-1 35 496, 57-3739 und 58-1 18 746 bekannt sind.

Auch kristallines Glas, zum Beispiel A-W-Keramiken mit einer Apatit-Phase und einer Wollastonit-Phase wurden von T. Kokubo entwickelt. Die Anwendung dieser Stoffe auf Implantate ist in der Entwicklung, wie aus dem Journal of Ceramic Society, 90, Nr. 3, S. 151 – 153 (1982) bekannt ist, obschon die biologische Aktivität etwas schlechter ist als diejenige von biologischem Glas oder biologischer Glaskeramik, die oben erwähnt wurden.

Von Anbeginn wurden auch Versuche unternommen, Calciumphosphat für Implantate einzusetzen, speziell Hydroxyapatit, ausgehend von dem mit der Sicherheit verbundenen Gedanken, daß diese Stoffe die gleichen sind wie die anorganische Komponente des Knochenmaterials, wenngleich die biologische Aktivität dieser Stoffe noch schwächer ausgeprägt ist. Da Hydroxyapatit in der Natur pulverförmig oder ein künstliches Produkt ist, ist es notwendig, eine Verfestigung durch Sintern vorzunehmen, um ein Implantat herzustellen. Um die Festigkeit bei der Verfestigung zu verbessern, wurde ein Verfahren entwickelt, bei dem ein anorganisches Oxid, zum Beispiel CaO, MgO od  $Al_2O_3$  als Bindemittel eingesetzt wurde (siehe JP-OS 57-40 776, Spalte 4, Zeilen 37 – 43). Es ist ferner ein Implantat vorgeschlagen worden, welches aus gesintertem Hydroxyapatit unter Verwendung von Glas als Bindemittel besteht (JP-OS 50-64 305). Diese Bindemittel, die biologisch inaktiv sind, senken die biologische Aktivität des gesamten Implantats. Aus diesem Grund wurde ein Implantat entwickelt, in dem ein Gemisch aus Hydroxyapatit und biologisch aktivem Glas als Bindemittel gesintert wurde (JP-OS 60-1 86 455). Außerdem wurde vorgeschlagen, künstlich hergestelltes Fluorapatit anstelle des Hydroxyapatits zu verwenden, wobei ein Implantat aus einem gesinterten Gemisch von Fluorapatit und biologisch aktivem Glas hergestellt wurde (JP-OS 62-52 163).

Im vorliegenden Zusammenhang soll das Gemisch aus Hydroxyapatit und Fluorapatit und biologisch aktivem Glas (oder einer Glaskeramik) abgekürzt mit ABG bezeichnet werden.

Derartige gesinterte Apatite besitzen eine mechanische Festigkeit, die einen gewissen Wert aufweist, sie sind jedoch nicht stark genug, der Bißkraft zu widerstehen. Aus diesem Grund wurde ein Implantat vorgeschlagen, welches hergestellt wurde, indem ein gesintertes Apatit auf der Oberfläche oder als Außenschicht eines aus Metall hoher Festigkeit (zum Beispiel Titan, Titanlegierungen oder Ni-Cr-Legierungen), monokristallinem oder polykristallinem Aluminiumoxid bestehenden Kernelements aufgeklebt oder angebracht wur-

de (JP-OS 64-80 366, 1-2 38 869 und 1-1 75 695).

Ferner wurde ein Implantat vorgeschlagen, bei dem ein metallisches Kernelement durch Schmelzsprühen mit Hydroxyapatit beschichtet wurde, was ein besseres Haften oder Verbinden gewährleistet (JP-OS 52-14 095 und 63-1 60 663).

Die Größenordnung der biologischen Aktivität biologisch aktiven Glases (oder einer Glaskeramik) (I), von A-W-Keramiken (II), ABG (III) und Hydroxyapatit oder Fluorapatit (IV) verhält sich folgendermaßen:

$$I > II \approx III > IV.$$

Die biologisch aktiven Implantate wurden in relativ einfachen Formen hergestellt, sie besaßen beispielsweise zylindrische Form, die Form eines Geschosses (sich konisch verjüngend) oder Platten- oder Blattform, weil die relativ geringe mechanische Festigkeit der biologisch aktiven Materialien, insbesondere der Materialien der Glasfamilie dies erforderlich machte.

Der Kieferknochen besteht aus einem harten Außenmaterial (Substantia corticalis sive compacta), einem weichen Innenmaterial, der Substantia spongiosa, und außerdem noch innenliegendem kortikalem Knochenmaterial (Substantia corticalis sive compacta). Demzufolge besitzt ein biologisch aktives Implantat, genauer gesagt "ein Implantat, bei dem zumindest die Oberfläche aus einem biologisch aktiven Material besteht", einen Berührungsbereich (möglicherweise zwei Berührungsbereiche), die mit der Substantia corticalis sive compacta in Berührung gelangt, und einen Berührungsbereich, der mit der Substantia spongiosa in Berührung gelangt, also dem Gerüstwerk feiner Knochenbälkchen, wenn das Implantat in den Kieferknochen eingesetzt ist.

Zur Erzielung einer chemischen Bindung mit diesen Knochenbereichen muß das biologisch aktive Implantat im allgemeinen zwischen acht und sechzehn Wochen nach der Implantierung unbeweglich bleiben, da eine eventuelle Bewegung des Implantats während dieser Zeitspanne eine Entzündung der Knochen hervorruft oder zur Bildung eines faserförmigen Gewebes zwischen dem Knochen und dem Implantat führt, wobei die Erzeugung derartigen faserförmigen Gewebes die chemische Bindung unmöglich macht.

Aufgabe der Erfindung ist es, ein Zahnimplantat anzugeben, welches sich durch verbesserte Fixierfähigkeit im Anfangsstadium der Implantation auszeichnet.

Gelöst wird diese Aufgabe durch die im Patentanspruch angegebene Erfindung.

Für den Fall, daß ein Teil einer künstlichen Zahnwurzel mit Oberflächenunregelmäßigkeiten versehen wird, ohne Gebrauch von einem biologisch aktiven Material zu machen, nimmt der Anteil eines solchen biologisch aktiven Materials an der Oberflächengröße der künstlichen Wurzel ab. Folglich nimmt auch in gleichem Maße die chemische Bindungskraft zwischen dem kortikalen Knochen und der künstlichen Zahnwurzel ab. Der Verlust der Bindekraft der künstlichen Zahnwurzel ist jedoch begrenzt, weil der kortikale Knochen im allgemeinen mengenmäßig weniger ausmacht als die Substantia spongiosa. Die Nachteile, die sich aus dem Vorhandensein solcher Oberflächenunregelmäßigkeiten ergeben, sind deshalb begrenzt, weil der kortikale Knochen naturgemäß eine geringe Bindekraft mit dem biologisch aktiven Material aufweist, da eine geringere Anzahl von Knochenzellen vorhanden ist und weil außerdem die mechanische Bindungskraft, die durch solche Oberflächenunregelmäßigkeiten erzielt werden, die Abnahme

der chemischen Bindungskraft kompensiert.

Die vorliegende Erfindung zielt ab auf das Vermeiden des Lösens der künstlichen Zahnwurzel bei Fehlen einer sicheren Bindung zwischen dem biologisch aktiven Material und der Bindung, die sich aus einem Mangel bei der anfänglichen Fixierung ergibt. Damit hat das Vorhandensein von Oberflächenunregelmäßigkeiten in dem mit dem kortikalen Knochen in Berührung gelangenden Bereich zur Schaffung einer mechanischen Bindungskraft und zur Erzielung einer sichereren und festeren Anfangsfixierung einen bedeutenden Einfluß auf den Erfolg der künstlichen Zahnwurzel.

Andererseits bietet die Substantia spongiosa, also der Bereich mit den feinen Knochenbälkchen, der mengenmäßig vorherrscht, eine größere Reaktionsfläche mit dem biologisch aktiven Material, nämlich mit derjenigen biologisch aktiven Fläche, die in dem mit der Substantia spongiosa in Berührung kommenden Bereich des Implantats vorgesehen ist. Deshalb ist nach Vervollständigung der chemischen Bindung das Implantat sicher und fest in dem Kieferknochen fixiert und bleibt über lange Zeit hinweg stabil.

In repräsentativen Ausführungsbeispielen kann das erfindungsgemäße Zahnimplantat eine konisch zulaufende Form besitzen, wie in den Fig. 5A und 5B gezeigt (im folgenden als Typ A bezeichnet), das Implantat kann zylindrische Form besitzen, wie in Fig. 6A und 6B gezeigt (im folgenden als Typ B bezeichnet), oder es kann gemäß Fig. 7A und 7B blatt- oder kästchenförmig sein (im folgenden als Typ C bezeichnet). Das in den Fig. 5B, 6B oder 7B dargestellte Beispiel besitzt zwei Kortikal-Knochen-Kontaktbereiche. Allerdings ist das erfindungsgemäße Zahnimplantat nicht auf die in den Zeichnungen dargestellten Formen begrenzt.

Die nachstehenden Tabellen 1 bis 3 zeigen Materialien und Oberflächenzustand jedes der Teile in jedem der Implantate der Typen A bis C. Die in den Tabellen angegebenen Ziffern entsprechen denjenigen in den Fig. 5 bis 7. Die Ziffer "0" bezeichnet einen Zervixbereich, der mit der Zervix in Kontakt gelangt, dieser Teil ist jedoch nicht wesentlich im Rahmen der vorliegenden Erfindung. Die Ziffern 1 und 2 bezeichnen die Kortikal-Knochen-Kontaktbereiche, und die Ziffer 3 bezeichnet den mit der Substantia spongiosa in Kontakt kommenden Bereich.

Tabelle 1

(Typ A)

Teil	Material	Oberflächenbeschaffenheit
0	Metall · Keramik	spiegelnd
1	Metall · Keramik	unregelmäßig
2	Biologisch aktives Material	glatt
3	Metall · Keramik	unregelmäßig

Tabelle 2

(Typ B)

Teil	Material	Oberflächenbeschaffenheit
0	Metall · Keramik	spiegelnd
1	Metall · Keramik	spiegelnd
2	Biologisch aktives Material	glatt
3	Metall · Keramik	unregelmäßig*)
*)	Bevorzugte Beispiele für Unregelmäßigkeiten sind Schraubennuten und/oder Vertiefungen (Eindring-Löcher).	

Tabelle 3

(Typ C)

Teil	Material	Oberflächenbeschaffenheit
0	Metall · Keramik	unregelmäßig
1	Metall · Keramik	unregelmäßig
2	Biologisch aktives Material	glatt
3	Metall · Keramik	unregelmäßig

Keramiken in den Tabellen 1 bis 3 bedeuten biologisch inaktive Keramiken.

Die Beispiele für das Metall nach den Tabellen 1 bis 3 umfassen zusätzlich zu den bereits oben in Verbindung mit dem Stand der Technik erwähnten Stoffen reines Titan, Titanlegierungen sowie Ni-Cr-Legierungen, während Beispiele für biologisch inaktive Keramiken monokristallines oder gesintertes Aluminiumoxid, monokristalline oder gesinterte Zirkonerde sowie monokristallines oder gesintertes Titandioxid umfassen.

Außerdem enthalten die Beispiele für das biologisch aktive Material zusätzlich zu den bereits in Verbindung mit dem Stand der Technik erwähnten Materialien, und teilweise mit diesen sich überdeckend, Hydroxyapatit, Fluorapatit,  $\beta$ -TCP (Tricalciumphosphat) und weitere Calciumsalze aus Phosphorsäure, ABG, A-W-Keramiken und Gemische verschiedener Apatite oder Calciumphosphat und einem Bindemittel wie Aluminiumoxid.

Das biologisch aktive Material kann möglicherweise nur in dem Oberflächenbereich des Implantats vorhanden sein, wobei dessen Inneres aus einem Kernelement bestehen kann, um die mechanische Festigkeit zu erhöhen. Ein Teil des Kernelements kann den Kortikal-Knochen-Kontaktbereich bilden, wobei diese Ausgestaltung in der Praxis zu bevorzugen ist.

Das Beschichten des Kernelements mit dem biologisch aktiven Material kann durch Sprühen erfolgen, wobei in diesem Fall Hydroxyapatit als an sich bekanntes biologisch aktives Material verwendet werden kann.

Allerdings kann Hydroxyapatit beispielsweise ersetzt werden durch (1) Fluorapatit, (2) Gemische mit verschiedenen, oben erwähnten Bindemitteln wie ABG, oder (3) Gemische aus Fluorapatit mit verschiedenen, oben erwähnten Bindemitteln (zum Beispiel biologisch aktivem Glas oder Glaskeramik).



Die an dem Kortikal-Knochen-Kontaktbereich vorgesehenen Unregelmäßigkeiten werden im vorliegenden Text in weitem Sinn verwendet, Beispiele umfassen Fein-Unregelmäßigkeiten, eine Vielzahl von Unregelmäßigkeiten, Vorsprünge, Ausnehmungen, Längs-, Quer-, Diagonal- oder Kreuznuten, Schraubennuten, Spiralnuten und Durchgangslöcher (durchdringende oder nicht-durchdringende Löcher). Die Unregelmäßigkeiten verbessern die Reibungskraft (den mechanischen Widerstand) zwischen dem Kortikal-Knochen-Kontaktbereich und dem Kortikalknochen, um auf diese Weise eine Anfangs-Fixierung des Implantats zu gewährleisten.

Andererseits ist der mit biologisch aktiver Oberfläche versehene Kontaktbereich für die Substantia spongiosa im allgemeinen als glatte Oberfläche gestaltet, und zwar aufgrund der geringen mechanischen Festigkeit des biologisch aktiven Materials, insbesondere der Materialien aus der Glasfamilie. Allerdings können Apatite oder ABG eine raue Oberfläche aufweisen, was durch das Sintern oder das Sprühen bei der Herstellung des Implantats verursacht wird.

Wie oben ausgeführt wurde, wird durch die Erfindung eine Anfangs-Fixierung des Implantats dadurch erreicht, daß eine Kortikal-Knochen-Kontaktfläche vorgesehen wird, die in Berührung mit dem Kortikal-Knochen gelangt, der härter ist als die Substantia spongiosa, wobei dieser Kontaktbereich Oberflächenunregelmäßigkeiten (als mechanische Bindemittel) aufweist, wobei weiterhin eine stabile und starre Fixierung des Implantats im Kieferknochen dadurch erhalten wird, daß ein mit der Substantia spongiosa, die mengenmäßig vorherrschend ist, in Berührung gelangender Bereich mit einer biologisch aktiven Oberfläche vorgesehen wird, so daß eine große Kontaktfläche, das heißt eine große Fläche mit einer chemischen Verbindung realisiert wird.

Auch das Vorhandensein mechanischer Bindemittel, die vom Konzept her einleuchten, hat den Vorteil, daß sie sowohl den Patienten als auch den behandelnden Ärzten das Gefühl vermitteln, daß das Implantat sicher und fest sitzt.

Wenn außerdem die Oberflächenunregelmäßigkeiten in der mit dem Kortikal-Knochen in Berührung kommenden Fläche relativ große Ausnehmungen aufweisen, so generiert der diesen Ausnehmungen eng beachtbare Knochenbereich auf lange Sicht Gewebe, welches die Ausnehmungen ausfüllt, wodurch die Widerstandsfähigkeit des Implantats gegen Verdrehung erhöht wird und das Implantat noch fester sitzt.

Im folgenden werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1A eine schematische perspektivische Ansicht eines Ausführungsbeispiels 1 eines Implantats;

Fig. 1B eine schematische Draufsicht auf die Ausführungsform 1;

Fig. 1C eine Längsschnittansicht der Ausführungsform 1, wobei der Schnitt der in Fig. 1B angedeuteten Pfeillinie entspricht;

Fig. 2A eine Längsschnittansicht eines Ausführungsbeispiels 2 eines Implantats;

Fig. 2B eine schematische Ansicht eines in einen Kieferknochen eingesetzten Ausführungsbeispiels 2 eines Implantats;

Fig. 3 eine schematische Seitenansicht eines Ausführungsbeispiels 4 eines Implantats;

Fig. 4 eine schematische Seitenansicht eines Ausführungsbeispiels 5 eines Implantats;

Fig. 5A und 5B schematische Seitenansichten eines

Implantats gemäß der Erfindung vom Typ A;

Fig. 6A und 6B schematische Seitenansichten eines Implantats gemäß der Erfindung vom Typ B; und

Fig. 7A und 7B schematische Seitenansichten eines Implantats gemäß der Erfindung vom Typ C.

#### Ausführungsbeispiel 1

Fig. 1A ist eine schematische, perspektivische Ansicht einer Ausführungsform des Implantats, Fig. 1B ist eine schematische Draufsicht und Fig. 1C ist eine Längsschnittansicht. Ein Pfostenaufnahme Loch 5 ist schematisch kreisförmig dargestellt, ist jedoch tatsächlich im Querschnitt sechseckig.

Das Implantat besteht aus (a) einem aus Titan, einer Titanlegierung oder SUH661 (eine Austenit-Legierung) bestehenden Kernelement 4 und (b) einer biologisch aktiven, glatten Glasschicht, die einen Teil der Oberfläche des Kernelements bedeckt, wobei die biologisch aktive Glasschicht eine biologisch aktive Fläche darstellt, die eine Berührungsfläche 2 zur Berührung mit der Substantia spongiosa bildet.

Das Implantat hat eine konisch sich verjüngende Form mit einem Durchmesser von 3,5 mm an der Oberseite und einer Gesamtlänge (Höhe) von 10–12 mm.

Am obersten Teil ist ein Halsabschnitt oder Halsteil 0 mit einer Höhe von 2 mm ausgebildet. Der Halsteil 0 setzt sich zusammen aus einem Teil des metallischen Kernelements 4 und besitzt eine verspiegelte Oberfläche. Wenn das Implantat implantiert wird, gelangt der Halsteil 0 in Berührung mit dem Zahnfleisch. Wenn der hygienische Zustand im Mundraum nicht gut ist, kann das Zahnfleisch bei Abwesenheit des Halsteils eine Entzündung verursachen. Allerdings ist der Halsteil nicht wesentliches Element der vorliegenden Erfindung.

Unterhalb des Halsteils 0 befindet sich ein Kortikal-Knochen-Kontaktteil 1, der sich zusammensetzt aus einem Teil des metallischen Kernelements 4, und der in der Oberfläche mit Schraubennuten als eine spezielle Art von Oberflächenunregelmäßigkeiten versehen ist. Der Kortikal-Knochen-Kontaktteil 1 besitzt eine Höhe  $t_1$  von 3 mm und gelangt in Berührung mit dem harten Kortikal-Knochen, wenn das Implantat implantiert wird. Wenn das Implantat unmittelbar vor der Implantation in ein im Kieferknochen gebildetes Loch eingeschraubt wird, so bieten die Schraubennuten eine starke mechanische Bindung zwischen Implantat und Kortikal-Knochen, was eine Anfangs-Fixierung darstellt.

Unterhalb des Kortikal-Knochen-Kontaktteils 1 befindet sich ein mit der Substantia spongiosa in Berührung gelangender Kontaktbereich 2, der sich bis zu dem Ende des Implantats hin erstreckt. Der Kontaktbereich 2 setzt sich zusammen aus biologisch aktivem Glas mit glatter Oberfläche. Die aus biologisch aktivem Glas bestehende Schicht hat eine Dicke von etwa 300 µm, unterhalb derer eine Glasschicht mit schwächerer Aktivität vorgesehen ist, die eine Dicke von etwa 100 µm besitzt.

Der Begriff "Oberseite" bezieht sich hier auf den Fall, daß ein Zahn der unteren Zahnreihe (Implantierung im Kieferknochen) bearbeitet wird.

Auf der Oberseite des Implantats befindet sich eine sechseckige Öffnung (in den Fig. 1A bis 1C vereinfacht als Kreis dargestellt), von dem aus sich ein im Querschnitt sechseckiges Pfostenloch 5 nach unten erstreckt. Dieses Loch 5 kann dazu dienen, ein sechseckiges Werkzeug zum Drehen des Implantats einzusetzen, oder es kann zur Aufnahme eines im Querschnitt sechseckigen

Pfostenkerns dienen, um den oberen Aufbau an dem Implantat zu befestigen.

#### Ausführungsbeispiel 2

Das Implantat nach diesem Ausführungsbeispiel wird eingesetzt bei einem vorderen Zahn bis zum dritten Zahn, bei dem das Mental-Foramen als Durchlaß für den Nerv in dem Kieferknochen fehlt.

Das Implantat besitzt den in Fig. 2A dargestellten Aufbau und umfaßt, von oben beginnend, einen Zervix-Teil 0 mit einer Länge  $t_1 = 2$  mm, einen Kortikal-Knochen-Kontaktteil 1, einen mit der Substantia spongiosa in Berührung gelangenden Kontaktteil 2, und einen Kortikal-Knochen-Kontaktteil 3.

Der Zervix-Teil 0 besitzt eine gespiegelte Oberfläche, die in Berührung mit dem Zahnfleisch gelangt, die aber auch fortgelassen werden kann.

Im übrigen setzt sich das Implantat zusammen aus einem metallischen Kernelement 4 und biologisch aktivem Glas 6 (oder einem anderen biologisch aktiven Material), welches den Mittelteil des Kernelements abdeckt. Die Oberfläche des biologisch aktiven Glases 6 bildet den mit der Substantia spongiosa in Berührung gelangenden Kontaktteil 2.

Der am weitesten oben befindliche Teil des metallischen Kernelements 4 bildet den Zervix-Teil 0 mit einer verspiegelten Oberfläche, und ein darunter befindlicher Teil bildet den Kortikal-Knochen-Kontaktteil 1 mit Schraubennuten.

Ein noch weiter unten liegender Teil dient als der Kern und ist auf der Oberfläche mit der biologisch aktiven Glasschicht 6 versehen. Ein am weitesten unten befindlicher Teil des Kernelements 4 bildet den Kortikal-Knochen-Kontaktteil 3 mit Schraubennuten. Das untere Ende bildet eine scharfe Spitze mit einem Winkel von etwa  $90^\circ$ , wobei die Schraubennuten etwas oberhalb der Spitze vorgesehen sind. Mit Hilfe der Schraubennuten ist das Implantat selbstgreifend.

Der Kortikal-Knochen-Kontaktteil 3 ist außerdem mit einer Durchlaßöffnung (einem durchgehenden Loch) 3a und einem internen hohlen Loch 3b versehen, die miteinander in Verbindung stehen. Wenn das Implantat selbst-greifend in den Kieferknochen eingeschraubt wird, sammelt sich das dabei entstehende Knochenmehl über das Durchgangsloch 3a in dem hohlen Loch 3b.

Fig. 2B zeigt die Art und Weise, wie das Implantat in den Kieferknochen eingesetzt wird. Die Kortikal-Knochen-Kontaktteile 1 und 3 stehen über die Schraubennuten in festem Eingriff mit dem Kortikal-Knochen 11, was von einer festen Anfangs-Fixierung des Implantats zeugt.

#### Ausführungsbeispiel 3

Das Implantat nach dieser Ausführungsform ist im wesentlichen das gleiche wie das Implantat nach der Ausführungsform 1, was Form und Aufbau angeht, mit der Ausnahme, daß die Schraubennuten auf dem Kortikal-Knochen-Kontaktteil 1 durch feine Oberflächenunregelmäßigkeiten ersetzt sind.

Diese feinen Oberflächenunregelmäßigkeiten werden durch Aufsprühen von Titanpulver erreicht, welches eine Teilchengröße von einigen Zehn Mikrometern besitzt.

#### Ausführungsbeispiel 4

Fig. 3 zeigt eine Ausführungsform des Implantats, die hinsichtlich Gestalt und Aufbau der Ausführungsform 1 gleicht, mit der Ausnahme, daß die Schraubennuten in dem Kortikal-Knochen-Kontaktteil 1 ersetzt sind durch eine Nut 13, deren Tiefe einige bis einige hundert Mikrometer und deren Breite einige Mikrometer bis einige Millimeter beträgt. Wenn der Kortikal-Knochen nach der Implantation des Implantats neu gebildet wird, tritt Knochenmaterial in die Nut ein und erhöht dadurch die Haltekraft des Implantats (Widerstandsfähigkeit gegen Drehung) und sorgt für eine längere Fixierung. Außerdem wird ein Herunterwachsen des Epithels verhindert. Außerdem können mehrere Nuten vorhanden sein.

#### Ausführungsbeispiel 5

Bei dem Ausführungsbeispiel nach Fig. 4 ist die in dem Kortikal-Knochen-Kontaktteil 1 der Ausführungsform 4 vorgesehene Nut 13 ersetzt durch ein Längs-, Diagonaloder Gittermuster, das durch Rollen- oder Trommelbearbeitung erzeugt wird. Oberflächenunregelmäßigkeiten von einigen bis einigen hundert Mikrometern, die durch diese Bearbeitung auf dem Kontaktteil 1 gebildet werden, verbessern die Anfangsfixierungskraft gegenüber Verdrehung oder ein Lösen des Implantats. Außerdem gewährleistet die Erzeugung von Kortikal-Knochenmaterial, das in Richtung auf die Unregelmäßigkeiten erzeugt wird, eine längere Fixierung des Implantats, außerdem verhindern die Unregelmäßigkeiten ein Herunterwachsen des Epithels.

#### Patentanspruch

Zahnimplantat, umfassend:

- einen mit Substantia corticalis sive compacta in Berührung kommenden Teil oder Bereich, der Oberflächenunregelmäßigkeiten aufweist, und
- einen mit Substantia spongiosa in Kontakt kommenden Teil oder Bereich, der benachbart zu dem erstgenannten Kontaktteil vorgesehen ist und eine Oberfläche aus einem Material besitzt, welches biologische Aktivität aufweist, wobei der Kontaktteil für die Substantia corticalis sive compacta mit dem Kortikal-Knochen des Kieferbeins in Kontakt gelangt, wenn das Implantat in das Kieferbein implantiert ist, während der Kontaktteil für die Substantia spongiosa so ausgebildet ist, daß er mit der Substantia spongiosa des Kieferbeins in Kontakt steht.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

– Leerseite –

FIG. 1A

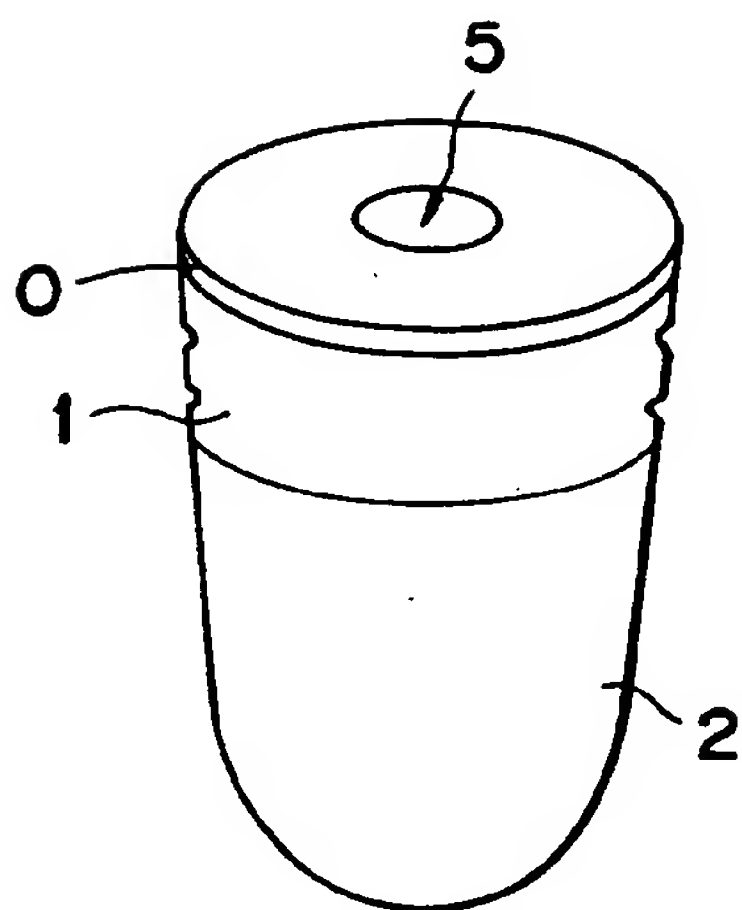


FIG. 1B

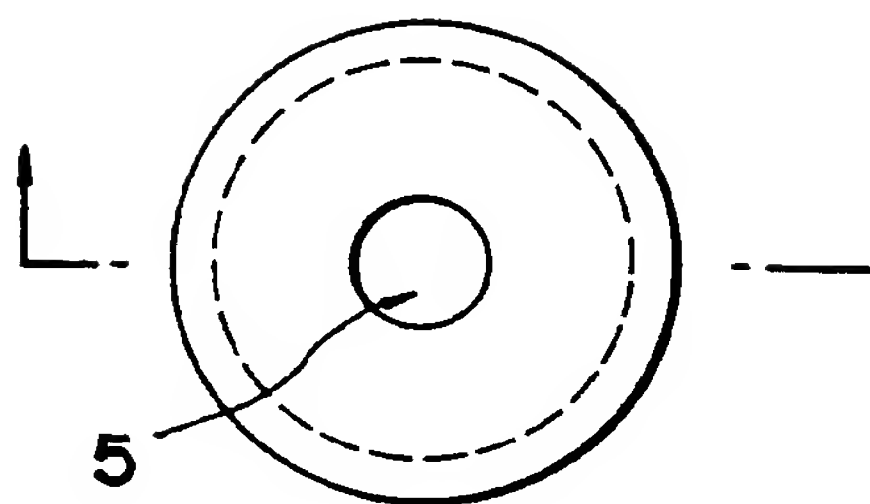


FIG. 1C

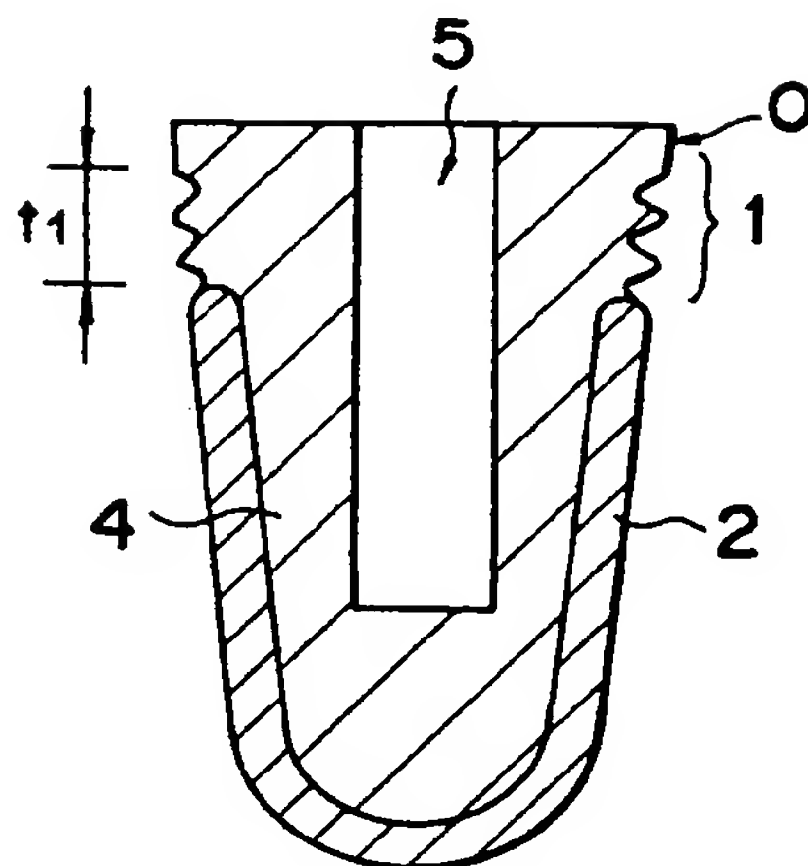


FIG. 2A

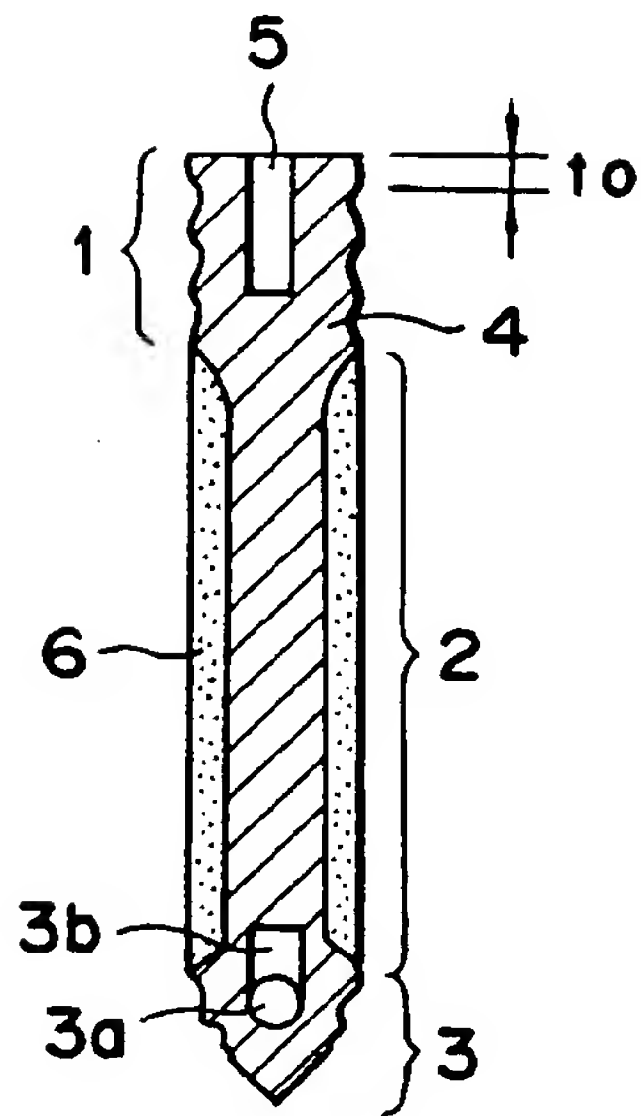


FIG. 2B

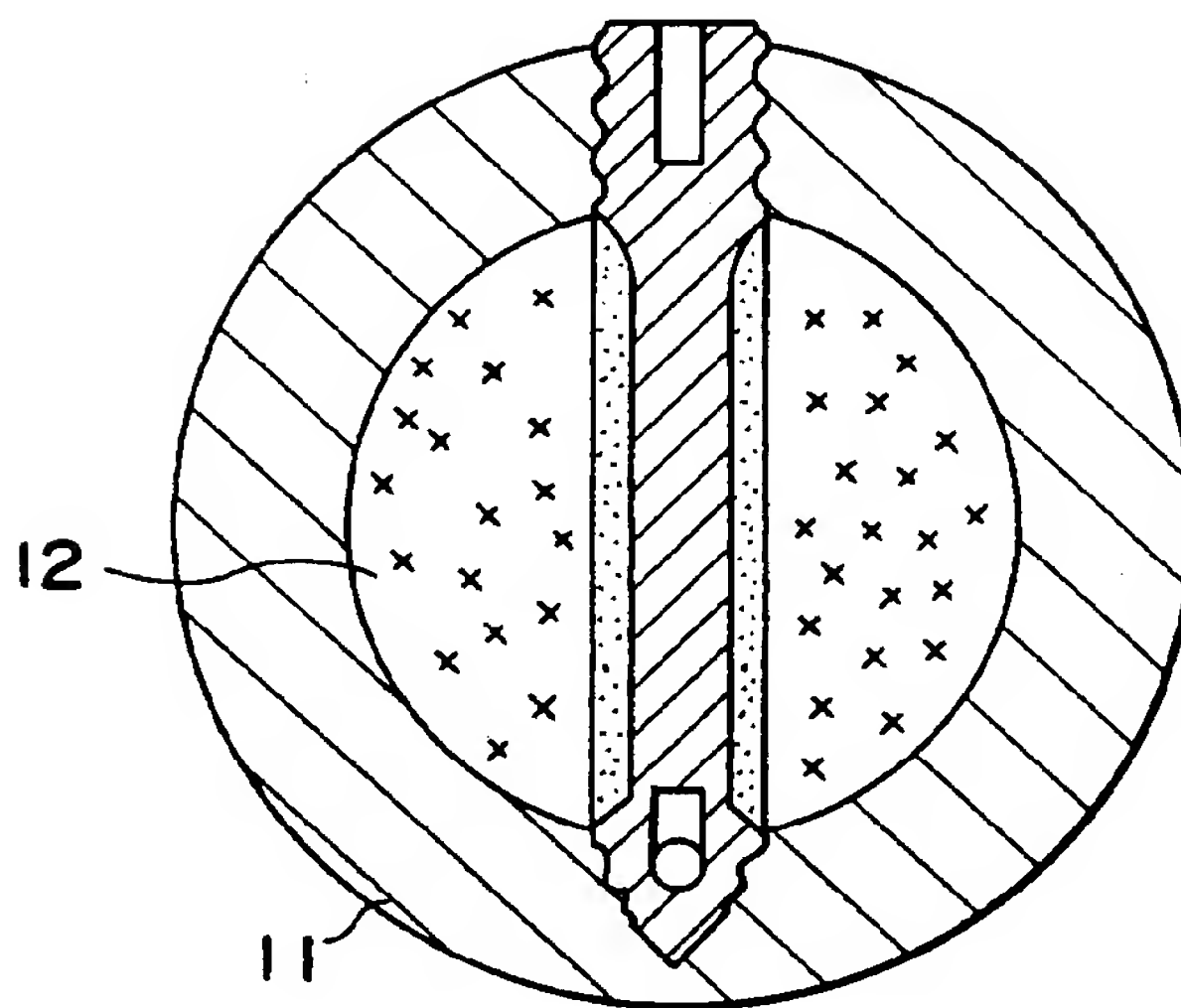




FIG. 4

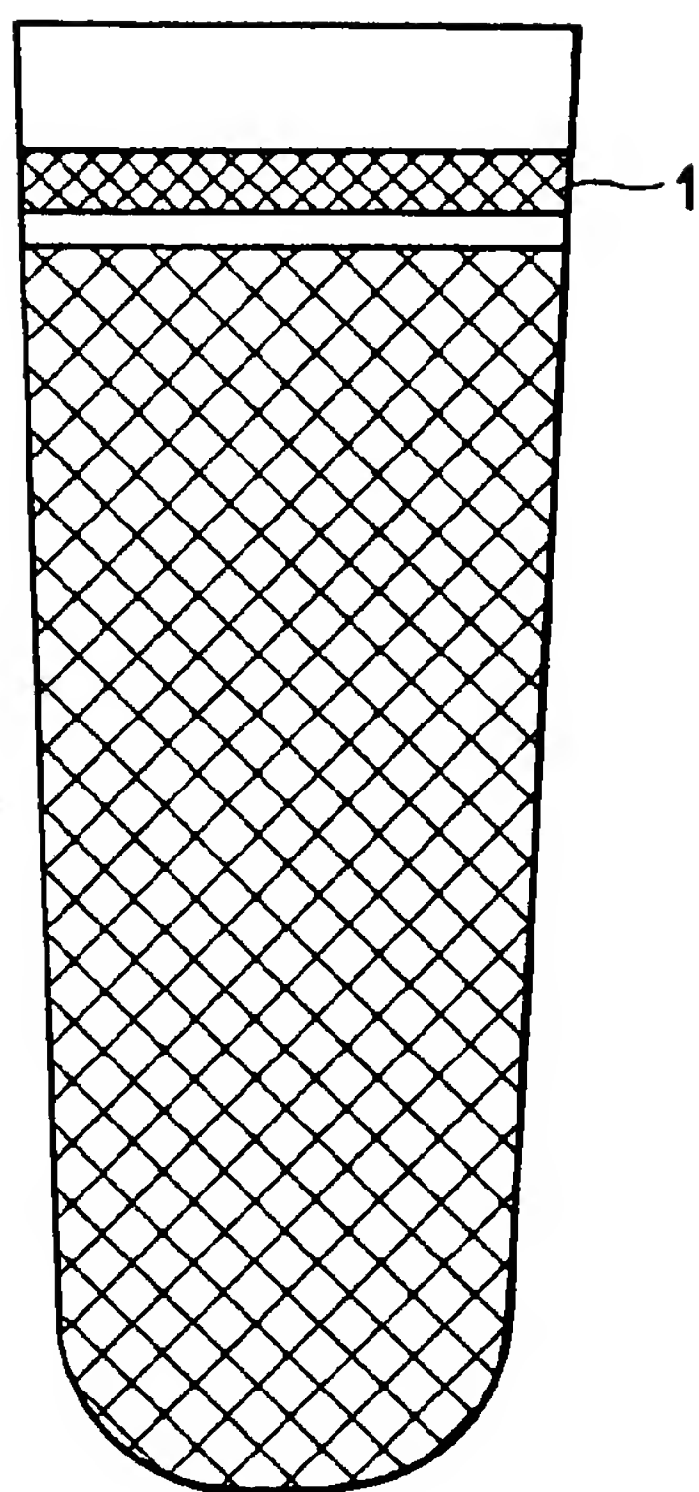


FIG. 3

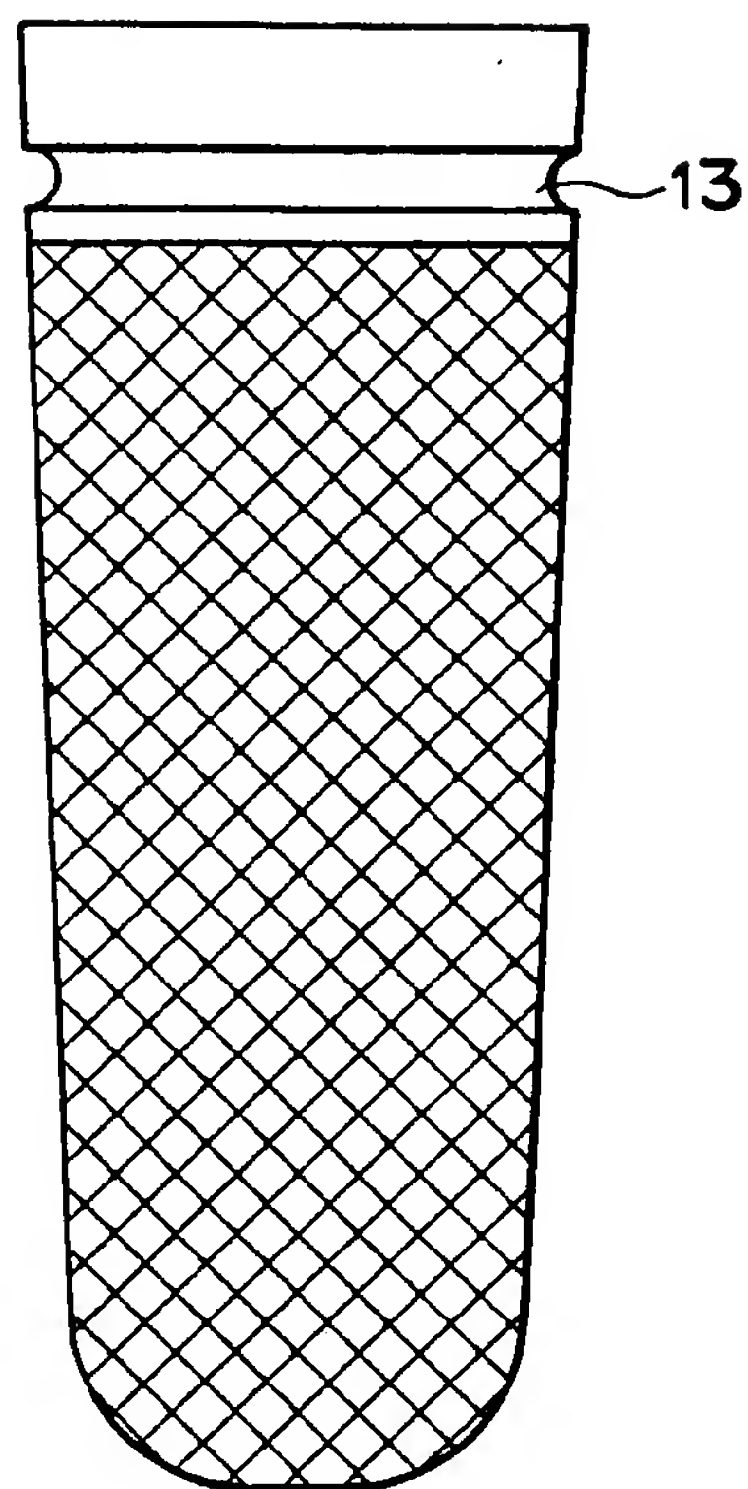


FIG. 5A

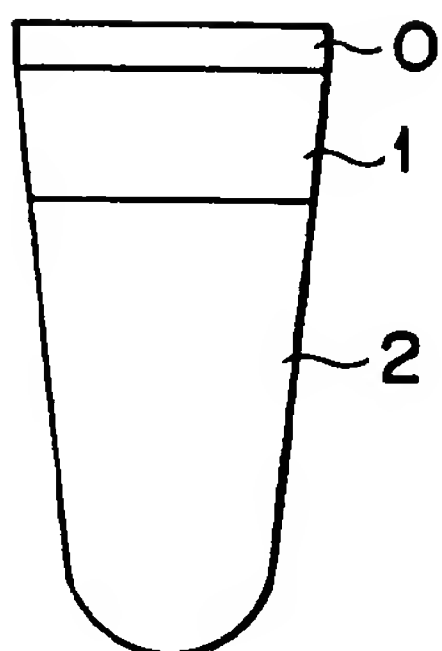


FIG. 6A

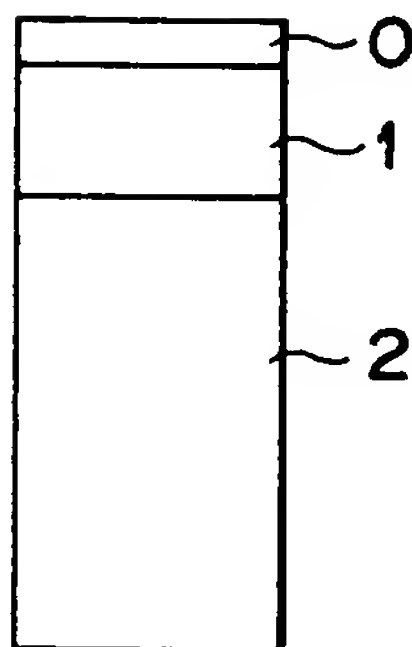


FIG. 7A

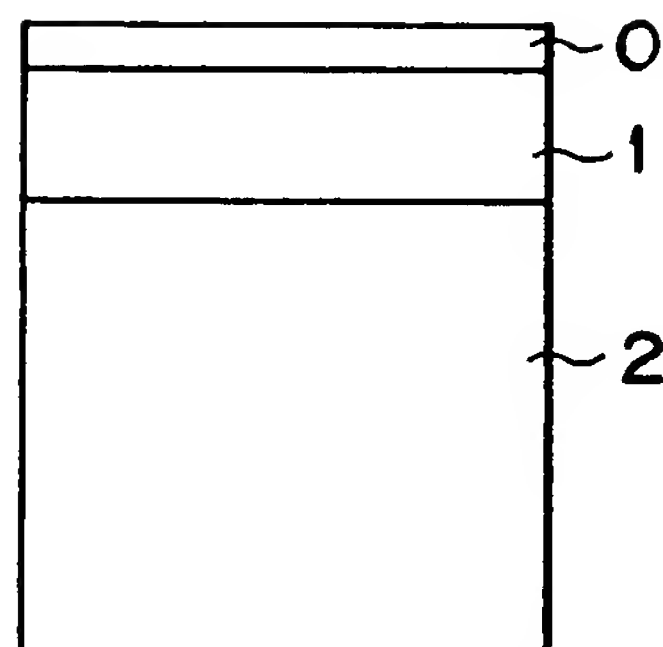


FIG. 5B

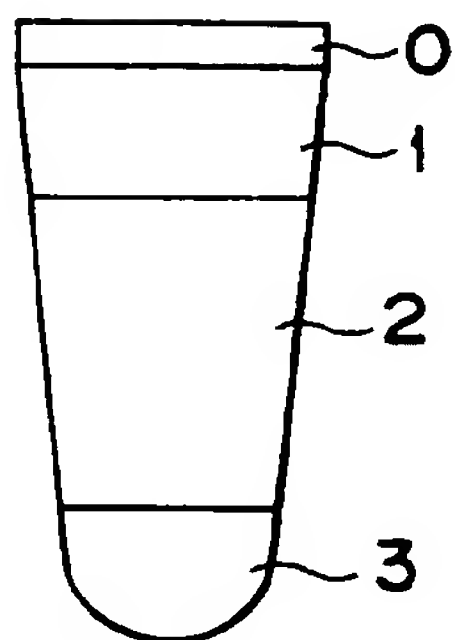


FIG. 6B

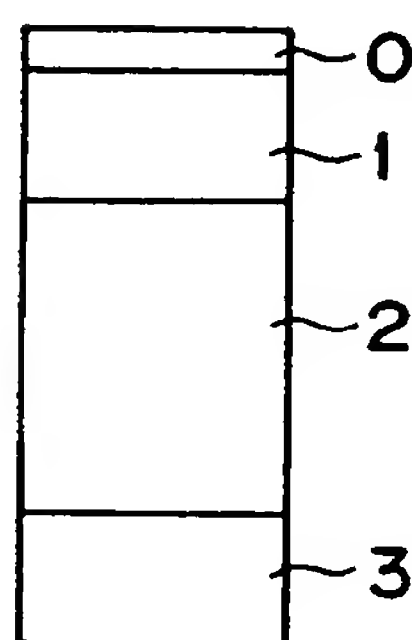


FIG. 7B

